

## 流道型轴流血泵支承结构设计与分析

李子鹏<sup>1</sup>, 汤晓燕<sup>2</sup>, 云忠<sup>2</sup>, 冯龙飞<sup>2</sup>

1. 中南大学轻合金研究院, 湖南 长沙 410083; 2. 中南大学机电工程学院, 湖南 长沙 410083

**【摘要】目的:**为了改善电磁轴承结构复杂、体积偏大、液力轴承承载力小、不能在较大负载下工作的弊端,提出一种流道型磁液悬浮轴流血泵,提高血泵承载能力。**方法:**流道型轴流血泵轴向采用永磁力进行支承,径向采用转子叶轮的流道结构产生的液力悬浮;利用Ansys对轴向瞬态磁场进行仿真,对磁力变化进行研究,利用Fluent对不同开槽方向、角度、深度的径向液力进行仿真,对液力变化进行研究。**结果:**根据轴向磁力随位移的变化,得出磁力最大为2.9 N,楔形开槽结构倾斜角为28°,开槽数为5,槽深0.36 mm,叶顶间隙为0.40 mm,性能达到最优,能满足人体使用。**结论:**流道型轴流血泵相对于普通磁液悬浮血泵有更高的承载力,较好的悬浮性能,为轴流血泵的优化研究提供了新的思路。

**【关键词】**血泵;流道;磁液悬浮;磁力;液力

**【中图分类号】**R318;TH312

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)06-0732-05

## Design and analysis of the support structure of flow-channel type axial-flow blood pump

LI Zipeng<sup>1</sup>, TANG Xiaoyan<sup>2</sup>, YUN Zhong<sup>2</sup>, FENG Longfei<sup>2</sup>

1. Light Alloy Research Institute, Central South University, Changsha 410083, China; 2. School of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China

**Abstract: Objective** To alleviate the problems of electromagnetic bearings (complex structure, large volume) and hydraulic bearings (small bearing capacity, no longer able to work under large loads), a flow-channel type magnetic fluid suspension axial-flow blood pump is proposed to improve the bearing capacity of blood pump. **Methods** The flow-channel type axial-flow blood pump was supported by permanent magnetic force in the axial direction, and the hydraulic suspension generated by the flow channel structure of the rotor impeller was used in the radial direction. The axial transient magnetic field was simulated by Ansys for studying the changes of magnetic forces, and Fluent was used to simulate radial hydraulic forces with different slotting directions, angles and depths, thereby investigating the changes of hydraulic forces. **Results** The analysis on the changes of axial magnetic forces with displacements revealed that the proposed blood pump had the most excellent performance, when the maximum magnetic force, the inclination angle of the wedge-shaped slotted structure, the number of slots, the depth of the slot and the tip clearance were 2.9 N, 28°, 5, 0.36 mm and 0.40 mm, respectively, meeting the requirements of application in human body. **Conclusion** The flow-channel type axial-flow blood pump has higher bearing capacity and better suspension performances than the ordinary magnetic fluid suspension blood pump, which provides a new idea for the optimization of axial-flow blood pump.

**Keywords:** blood pump; flow channel; magnetic fluid suspension; magnetic force; hydraulic force

### 前言

心血管疾病是当今社会威胁人体健康最为常见的疾病之一,而心脏替换是治疗较为严重心血管疾病的

的有效方法,但是心脏供体短缺<sup>[1-3]</sup>,因此研发使用机械式血泵进行心脏替换成为可靠方法。血泵当前的研究热点为悬浮式血泵<sup>[4-6]</sup>,悬浮式结构减少了机械摩擦,提高了可靠性。

悬浮式血泵主要分为磁力悬浮血泵、液力悬浮血泵和磁液悬浮血泵。对于磁力悬浮,胡盛寿等<sup>[7]</sup>、关勇等<sup>[8-9]</sup>主要采用电磁轴承来进行悬浮控制,存在控制系统复杂、体积偏大等问题;对于液力悬浮,浙江大学阮晓东课题组<sup>[10-12]</sup>利用流体动压原理在叶轮叶片上表面设计楔形槽产生动压力来实现悬浮;对于磁液悬浮来说,主要是在一个方向产生磁力,而在另一个

**【收稿日期】**2020-12-14

**【基金项目】**湖南省自然科学基金(2019JJ40364);国家自然科学基金(31670999)

**【作者简介】**李子鹏,硕士研究生,主要研究方向:生物机械系统设计,  
E-mail: lizipengzsu@163.com

**【通信作者】**汤晓燕,副教授,主要研究方向:仿生机械设计与制造,E-mail: txy@csu.edu.cn

方向产生液力来共同控制,如云忠教授<sup>[13]</sup>研制的磁液双悬血泵,采用轴向磁力与径向液力联合作用,简化了控制系统,减小了泵体积。对于新出现的流道型转子血泵,美国的 Slaughter 等<sup>[14]</sup>对一种小型的流道型转子血泵进行了实验研究,保持 $(4.25\pm0.75)$  L/min 的流速需要 19 500~21 300 r/min 的转速;美国的 Mustafa Ertan 等<sup>[15]</sup>对流道型转子的结构做了一些创作并申请了专利。

本文以磁液双悬式轴流血泵为基础,设计一种新的流道型轴流血泵,转子流道深、过流量大,与传统叶

片型转子相比,悬浮系统径向液压力有比较明显的提升,更好的起到了对转子的径向支撑作用。这种被动悬浮系统避免了机械轴承和转子的支撑结构,减少系统发热的同时也减少了系统的体积。

1 磁液双悬式轴流血泵支承结构设计

悬浮系统整体示意图如图 1 所示,轴向采用永磁悬浮,径向采用具有楔形动压槽结构的流道型转子产生液力悬浮。

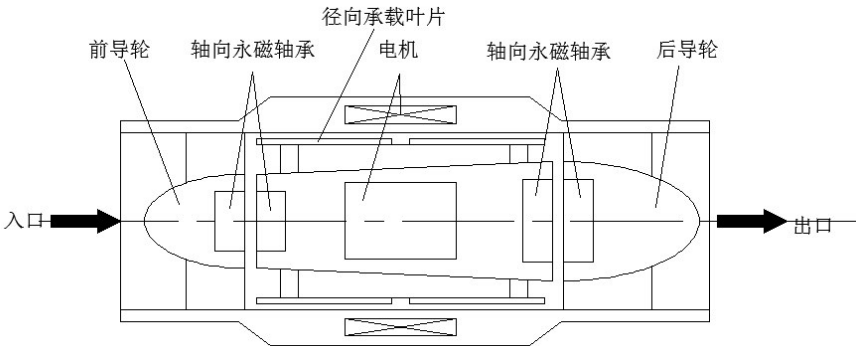


图1 悬浮系统整体示意图  
Fig.1 Overall schematic diagram of suspension system

1.1 轴向磁力悬浮

轴向悬浮主要依靠左右两侧两对永磁轴承的相互斥力实现,其结构示意图如图 2 所示,各参数尺寸设计如表 1 所示。

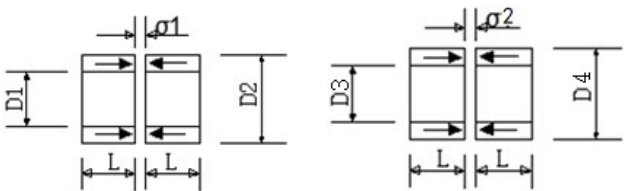


图2 轴向悬浮系统  
Fig.2 Axial suspension system

表 1 永磁轴向轴承结构尺寸

Tab.1 Permanent magnetic axial bearing structure size

轴承对	内径/尺寸	外径/尺寸	轴承宽度L	磁力间隙	材料
叶轮进口处	D1/3 mm	D2/5 mm	3 mm	$\sigma_1/0.5$ mm	Nd-Fe-B
叶轮出口处	D3/3 mm	D4/5 mm	3 mm	$\sigma_2/0.5$ mm	Nd-Fe-B

利用 ANSYS Maxwell 对磁轴承在不同间隙时的轴向受力进行仿真,仿真结果如图 3 所示<sup>[16-17]</sup>。当血泵正常工作时,叶轮高速旋转会受到流体轴向的一个作用力,在叶轮转速为 10 000 r/min 时,叶轮受到的轴向作用力为 2.07 N。根据图 3 中叶轮轴向合力的

计算结果可知,当血泵正常工作时,叶轮前端轴承对间隙 $\sigma_1$ 约为 0.2 mm,叶轮的最大轴向合力为 2.9 N,满足轴流血泵的设计需求。

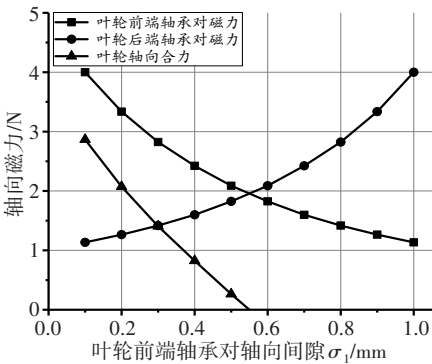


图3 转子磁力仿真图  
Fig.3 Rotor magnetic force simulation

1.2 径向液力悬浮

通过流体动压原理来对径向支承进行设计<sup>[18]</sup>,假设液力曲面周向弧长为 $S$ ,转子楔形周面速度为 $v$ , $h$ 为出口处的油膜厚度,通过雷诺方程求得压强大小,进而通过积分求得单位宽度所能承受的载荷,并通过修正系数进行修正得到液力曲面的轴向宽度为 $B$ 时整个动压液力曲面所承受的动压负载,计算公式为:

$$F'_s = \frac{\zeta v S^2}{h^2} c_s \zeta \quad (1)$$

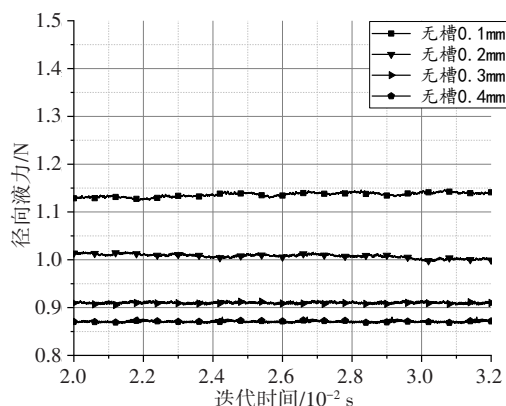
$$F_R = \int_0^B \int_0^S (P - P_0) dx dB = \int_0^B F'_s dB \quad (2)$$

其中,  $c_s$  为负载系数, 其最大值为 0.160 2,  $\zeta$  为修正系数,  $\zeta=0.570$ ,  $F'_s$  为修正后的径向液力, 取  $v$  为 8.38 m/s,  $h \geq 0.2$  mm<sup>[19-20]</sup>, 暂取叶顶间隙为 0.2 mm,  $\zeta$  为流体动力粘度, 血液中流体血液动力粘度为 0.003 6 Pa·s, 取楔形曲面长度  $S=8.37$  mm, 宽度  $B=20$  mm, 带入计算可得叶轮在悬浮系统中心位置时整个动压液力曲面所承受的动压负载  $F_R=0.255$  N; 当叶轮在径向偏心 0.15 mm, 即叶片曲面到泵壳内壁的最小间距为 0.05 mm 的时候,  $F_R=1.02$  N, 大于 5 倍血泵转子的重力。

液体动力润滑轴承只能形成一个油楔来产生液体动压油膜的动压轴承, 当高速运转时受到干扰容易失稳, 根据平衡性要求, 因为叶轮数为 4, 初步设计楔形槽数量为 4 个, 对其进行径向液动压力的分析计算。



a: 单叶片径向液力计算监控对象图



b: 无楔形开槽的液动压力

图4 无楔形槽叶片液动压力分析

Fig.4 Hydrodynamic pressure analysis of a blade without wedge-shape slots

对于有楔形开槽结构的液动压力大小, 采用动网格技术, 图 5 和图 6 分别对泵壳和叶轮开槽结果进行仿真, 将开槽尺寸设定为 4 组, 分别为 0.10~0.22 mm、0.20~0.44 mm、0.30~0.66 mm、0.40~0.88 mm, 计算结果分别如图 5b、图 6b 所示。

从仿真结果看, 泵壳开槽在 0.10~0.22 mm 时液力最大为 1.12 N, 受力提升并不明显, 且径向液力大小有周期性波动, 稳定性较差; 而叶轮开槽随开槽尺寸的增大径向液力逐渐减小, 在 0.10~0.22 mm 时最大为 1.28 N, 比无开槽结构大 0.15 N, 且液力较为稳定无波动。

通过以上结果得出: 叶轮楔形开槽比无槽的径向液力大, 泵壳开槽相对于无槽结构径向液力无明

## 2 流道型叶轮转子径向液力分析

流道型轴流血泵的叶轮实现悬浮所需要的径向液力, 主要产生于叶片与泵壳形成叶顶间隙的液力曲面, 因此叶片液力曲面产生液力的大小将对血泵悬浮系统的径向悬浮产生较大的影响。Fluent 是进行流体仿真的有效软件, 笔者利用 Fluent 对设计的叶轮进行水力性能的计算, 分别对单个动压曲面和整体动压曲面, 泵壳开楔形槽和叶轮开楔形槽的受力情况进行分析, 得到最优的开槽方案。

### 2.1 叶轮单个动压曲面径向液力分析

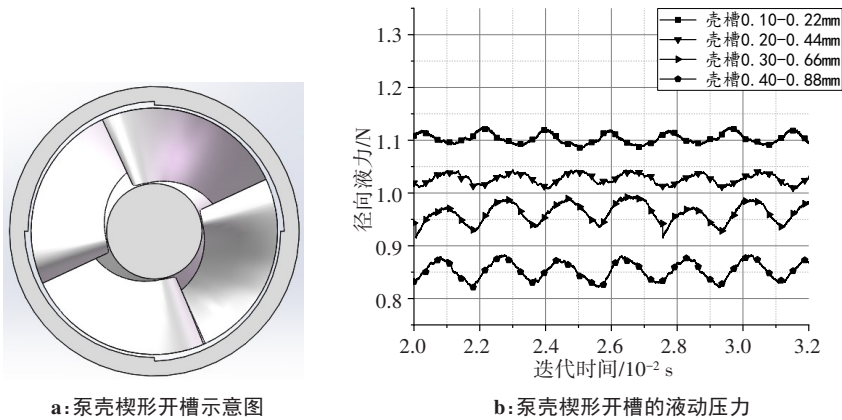
如图 4a 所示, 以深黑色的叶片曲面为监控对象; 并对监控曲面受到的液力进行实时数据输出。不进行楔形开槽结构设计时, 叶顶间隙分别为 0.1、0.2、0.3、0.4 mm 的仿真结果如图 4b 所示, 从仿真结果可以看出对于不开槽的叶轮结构, 单个叶片受到的径向液力随着叶顶间隙的增大而减小, 4 组模型中叶顶间隙为 0.1 mm 的血泵模型叶轮单个叶片液力曲面受到的径向液力最大约为 1.13 N。

显提升; 叶轮开槽及无开槽结构的径向液力稳定不变, 泵壳开槽的径向液力呈周期性变化。因此从单个液力曲面的径向承载情况及稳定性来看, 选取叶轮开槽的设计较为合适。

### 2.2 叶轮整体受径向液力分析

本节选用叶轮开槽, 对整体动压曲面的楔形槽结构不同参数进行分析, 分析开槽倾角、开槽数量、开槽深度的变化对叶轮整体径向液力的影响, 如图 7 所示。

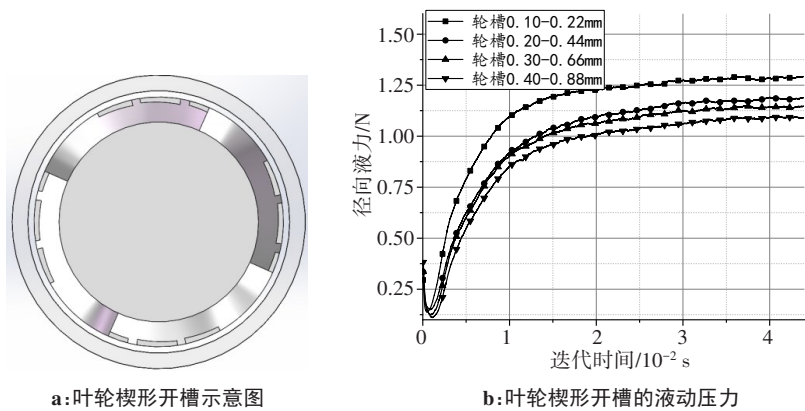
在初始叶顶间隙为 0.4 mm, 叶轮偏心 0.24 mm 的情况下进行分析, 当楔形槽的倾斜角小于 28° 的时候, 叶轮整体径向液力随楔形槽倾斜角度增大而变大; 当倾斜角超过 28° 时叶轮整体径向液力随楔形槽



a: 泵壳楔形开槽示意图  
b: 泵壳楔形开槽的液动压力

图5 泵壳楔形开槽的液动压力结果

Fig.5 Hydraulic pressure results of wedge-shaped slots at the pump housing



a: 叶轮楔形开槽示意图  
b: 叶轮楔形开槽的液动压力

图6 叶轮楔形开槽的液动压力结果

Fig.6 Hydrodynamic pressures of wedge-shaped slots of impeller

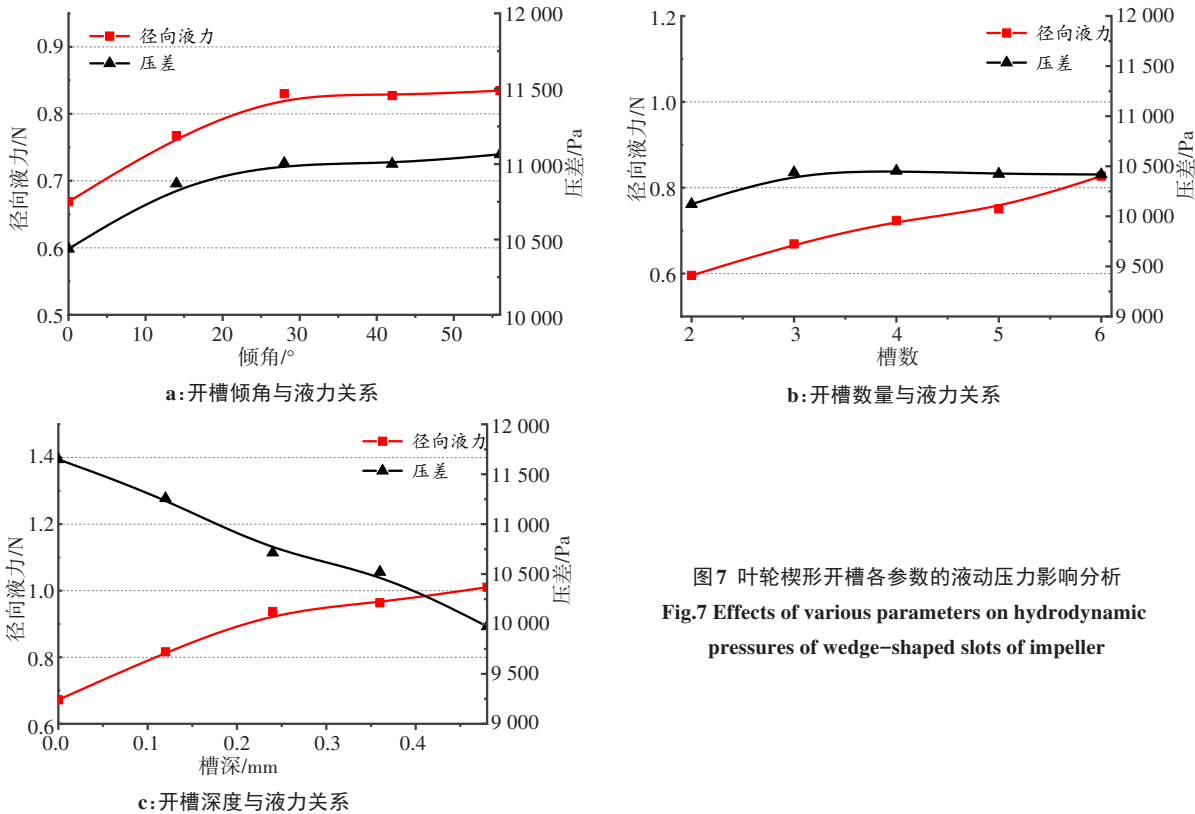


图7 叶轮楔形开槽各参数的液动压力影响分析

Fig.7 Effects of various parameters on hydrodynamic pressures of wedge-shaped slots of impeller



倾斜角度增大变化不明显。

随着叶片上轴向开槽槽数的增加,即楔形槽槽宽的不断减小,叶轮整体受到的径向液力变大。

随着叶轮开槽深度从0.00~0.48 mm逐渐增加,叶轮整体受到的径向液力不断增大,同时血泵的水力性能却不断下降。从兼顾径向承载力与血泵水力性能的目标来看,开槽深度取0.36 mm左右为宜。

对影响叶轮楔形开槽性能的4个结构参数的计算与分析,可以得出以下结论:(1)轴流血泵整个叶轮的径向液力随楔形槽倾斜角度增大而变大,当倾斜角大于28°时,增幅明显缩小;(2)轴流血泵的径向液力随着楔形槽开槽数的增多而变大;(3)轴流血泵的径向液力随着楔形槽开槽深度的增大而增大,血泵水力性能随着开槽深度的增加而变差。

根据以上仿真计算结果,设计血泵的转子开槽倾角为28°,叶轮开槽深度为0.36 mm,开槽数为5,叶顶间隙为0.4 mm。

### 3 结 论

本文提出了一种流道型的磁液双悬血泵,通过CFD的方法分别计算了叶轮开槽与泵壳内壁开槽两种楔形槽结构的径向液力,泵壳开槽不稳定,叶轮开槽的径向液力最大,同时液力大小稳定,选取叶轮开槽结构。并对楔形槽的槽倾角、开槽数目、开槽深度等结构参数对叶轮整体径向受力的影响进行计算分析,结果表明适当增大楔形槽倾斜角度、增加开槽数量与开槽深度,可以提高悬浮系统径向承载能力,最终确定楔形开槽结构的设计参数:倾斜角为28°,开槽数为5,槽深0.36 mm,叶顶间隙为0.40 mm。

### 【参考文献】

- [1] CHARLSON F J, ERSKINE H E, FERRARI A J, et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015[J]. Lancet, 2016, 388(10053): 1545-1602.
- [2] TOWNSEND N, WILLIAMS J, BHATNAGAR P, et al. Cardiovascular disease statistics, 2014[M]. London: British Heart Foundation, 2014.
- [3] 郭满雅. 国产人工心脏开启医学新时代[J]. 中国医院院长, 2018(12): 28-29.  
GUO X Y. Domestic artificial heart opens a new era of medicine[J]. China Hospital CEO, 2018(12): 28-29.
- [4] TAKIURA T, MASUZAWA S, ENDO Y, et al. Development of design methods of a centrifugal blood pump with *in vitro* tests, flow visualization, and computational fluid dynamics: results in hemolysis tests[J]. Artif Organs, 1998, 22(5): 393-398.
- [5] NOSÉ Y, YOSHIKAWA M, MURABAYASHI S, et al. Development of rotary blood pump technology: past, present, and future[J]. Artif Organs, 2000, 24(6): 412-420.
- [6] 云忠, 龚中良, 谭建平, 等. 旋转叶轮血泵的发展与展望[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(1): 151-154.  
YUN Z, GONG Z L, TAN J P, et al. Development and prospects of rotary impeller blood pumps[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2005, 22(1): 151-154.
- [7] 陈伟伟, 高润霖, 胡盛寿, 等. 《中国心血管病报告2016》概要[J]. 中国循环杂志, 2017, 32(6): 521-530.  
CHEN W W, GAO R L, HU S S, et al. Summary of 'China Cardiovascular Disease Report 2016'[J]. Chinese Circulation Journal, 2017, 32(6): 521-530.
- [8] 关勇. 轴流式磁悬浮人工心脏泵磁悬浮系统研究[D]. 济南: 山东大学, 2011.  
GUAN Y. Research on axial flow magnetic levitation artificial heart pump magnetic levitation system[D]. Ji'nan: Shandong University, 2011.
- [9] 关勇, 李红伟, 刘淑琴. 轴流式磁悬浮人工心脏泵磁悬浮轴承系统设计[J]. 山东大学学报(工学版), 2011, 41(1): 151-155.  
GUAN Y, LI H W, LIU S Q. System design of magnetic bearings in an axial-flow artificial blood pump [J]. Journal of Shandong University (Engineering Science), 2011, 41(1): 151-155.
- [10] 范灏. 具有周向分布楔形间隙结构的液力悬浮血泵设计与研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2014.  
FAN H. Design and research of hydraulic suspension blood pump with circumferentially distributed wedge-shaped gap structure [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2014.
- [11] 韩青. 人工心脏液力悬浮支承结构设计及其血液相容性研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2012.  
HAN Q. The design of artificial heart hydraulic suspension support structure and its blood compatibility [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2012.
- [12] 阮晓东, 林哲, 邹俊, 等. 液力悬浮式人工血泵研究[C]//中国机械工程学会流体传动与控制分会第六届全国流体传动与控制学术会议论文集. 兰州, 2010: 1-4.  
RUAN X D, LIN Z, ZOU J, et al. Research on hydraulic suspension artificial blood pump [C]//the Sixth National Fluid Power Transmission and Control Conference of the Fluid Power Transmission and Control Branch of Chinese Mechanical Engineering Society. Lanzhou, 2010: 1-4.
- [13] 冯龙飞, 云忠, 徐军瑞, 等. 一种轴流血泵的磁液双悬浮支承系统[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(8): 939-944.  
FENG L F, YUN Z, XU J R, et al. Magnetic-hydraulic suspension supporting system for axial blood pump [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(8): 939-944.
- [14] SLAUGHTER M S, SOBIESKI 2nd M A, TAMEZ D, et al. HeartWare miniature axial-flow ventricular assist device: design and initial feasibility test[J]. Tex Heart Inst J, 2009, 36(1): 12-16.
- [15] MUSTAFA ERTAN T. Impeller for axial flow pump: 20150051438 [P]. 2015-02-19.
- [16] 吴华春, 王志强, 莫高, 等. 离心式磁悬浮血泵用混合磁悬浮支承设计与仿真[J]. 中国机械工程, 2013, 24(18): 2421-2425.  
WU H C, WANG Z Q, GONG G, et al. Design and simulation of hybrid magnetic suspension support for centrifugal magnetic levitation blood pump [J]. China Mechanical Engineering, 2013, 24(18): 2421-2425.
- [17] UNTAROIU A, WOOD H G, ALLAIRE P E. Implantable axial flow blood pump for left ventricular support[J]. Biomed Sci Instrum, 2008, 44: 310-315.
- [18] ZACHARIADIS D. Axial wedge effect in tilted hydrodynamic journal bearings[J]. Tribol T, 2008, 51(2): 173-181.
- [19] KSB公司. 离心泵技术辞典[M]. 北京: 中国石化出版社, 1992.  
KSB Company. Dictionary of centrifugal pump technology [M]. Beijing: China Petrochemical Press, 1992.
- [20] 李强, 张硕, 马龙, 等. 基于流固耦合的多油楔滑动轴承动特性研究[J]. 中国机械工程. 2017, 28(9): 1050-1055.  
LI Q, ZHANG S, MA L, et al. Research on dynamic characteristics of multi-wedge journal bearing based on fluid-structure coupling[J]. China Mechanical Engineering, 2017, 28(9): 1050-1055.

(编辑: 薛泽玲)